



⑮ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 41 13 697 A 1**

⑤ Int. Cl.⁵:
A 61 B 17/22
A 61 B 8/00

⑳ Aktenzeichen: P 41 13 697.7
㉔ Anmeldetag: 26. 4. 91
㉕ Offenlegungstag: 5. 11. 92

DE 41 13 697 A 1

㉑ Anmelder:
Dornier Medizintechnik GmbH, 8000 München, DE

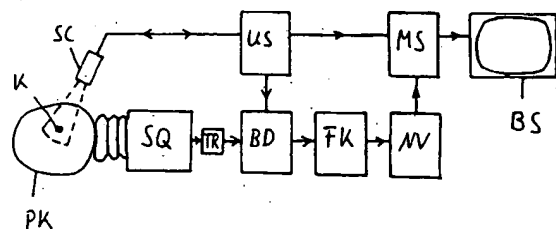
㉒ Vertreter:
Kasseckert, R., Dipl.-Phys.Univ., Pat.-Ass., 7990
Friedrichshafen

㉓ Erfinder:
Treiber, Jobst, Dr., 8000 München, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉔ Vorrichtung zur Fokalbereichsortung für die Lithotripsie

㉕ Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Fokalbereichsortung für die extrakorporäre Stoßwellenlithotripsie. Damit werden die durch die Stoßwellen im Patientenkörper (PK) induzierten Bewegungsvorgänge durch Vergleich mehrerer, mit zeitlicher Verzögerung aufgenommener Ultraschall-B-Bilder detektiert. Die erfaßten Bewegungsvorgänge werden durch eine Farbkodierung auf einem Bildschirm (BS) dargestellt.



DE 41 13 697 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Ortung des Fokalbereichs der in einer Stoßwellenquelle erzeugten Stoßwellen relativ zu einem im Körper eines Lebewesens befindlichen Konkrement.

Der ESWL-Fokalbereich (ESWL = extrakorporale Stoßwellen-Lithotripsie) kann, besonders bei anatomisch ungünstigen Verhältnissen, erheblich vom geometrisch berechneten Fokus abweichen. Eine exakte Positionierung des zu therapierenden Konkrements ist in solchen Fällen nicht möglich, die ESWL-Effektivität ist entsprechend gering. Eine direkte Abbildung der Stoßwellenausbreitung/-Fokussierung im Körper ist mit den in der Medizin bekannten Bildgebungsverfahren nicht durchführbar.

In der EP 3 67 116 wird der Fokalbereich indirekt durch die von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgänge im Körper geortet. Bei dem dabei angewendeten Ultraschall-Dopplerverfahren kann allerdings nur die Radialgeschwindigkeit bezüglich des Ultraschall-scanners gemessen werden, von dem die Ultraschallwellen ausgehen und deren Echos empfangen werden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zu schaffen, mit der der Fokalbereich der Stoßwellenquelle zuverlässig geortet und das Konkrement sicher im Fokalbereich positioniert werden kann.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einer Vorrichtung mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruch 1 gelöst. Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstände von Unteransprüchen.

Mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung wird die Stoßwellenausbreitung/-Fokussierung innerhalb des Körpers indirekt abgebildet durch Erfassung der durch die Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgänge.

Bewegungen können induziert werden im Steinmaterial, in der das Konkrement umgebenden Flüssigkeit oder im Körpergewebe. Eine weitere Möglichkeit ist die Bewegung von im Stoßwellenfeld erzeugten Kavitationsblasen. Da diese Bewegungsvorgänge im Fokalbereich die stärkste Ausprägung finden, ist eine Ortung dieser Region möglich.

Die Erfassung der induzierten Bewegungsvorgänge im Innern des Patientenkörpers erfolgt nichtinvasiv durch Auswertung des für die ESWL-Steinortung verwendeten Ultraschall-B-Bildes, im folgenden auch B-Bild genannt. Die Bewegungen werden in einer Vorrichtung zur Detektion der durch die Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgänge durch Vergleich aufeinanderfolgender B-Bilder bestimmt. Dabei ist der Vergleich nicht auf direkte Folgebilder B_i, B_{i+1} beschränkt, es können vorteilhaft auch Bilder B_i, B_{i+k} mit $k > 1$ verglichen werden. Die ermittelten Geschwindigkeitswerte werden zur Erzeugung eines farbkodierten Geschwindigkeitsbildes verwendet und können dem Ultraschall-B-Bild überlagert werden.

Bei einem solchen Geschwindigkeitsbild ist jeder Kombination von Betrag/Geschwindigkeit eine Farb/Intensitätskombination zugeordnet.

Werden nur Geschwindigkeitsbeträge ermittelt, so erhält man ein monochromatisches Bild, wobei den Betragswerten z. B. bestimmte Graustufen zugeordnet sind.

Die dem B-Bild inhärenten Abbildungsfehler durch Schallbrechung und Schallbeugung sind für die Fokalbereichs-Ortung hier ohne Einfluß, da für die ESWL-Positionierung die relative Position von Fokalbereich zum Konkrement entscheidend ist.

Die Erfindung wird anhand von Figuren näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgänge im Körper

Fig. 2 das Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung

Fig. 3 das Blockschaltbild einer Ausführungsform der Vorrichtung BD zur Detektion der von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgängen

Fig. 4 das Blockschaltbild einer weiteren Ausführungsform der Vorrichtung BD zur Detektion der von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgängen.

Fig. 1 zeigt schematisch die von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgänge, die zur Ortung des Fokalbereichs dienen können. Der Fokalbereich ist jeweils durch eine gestrichelte Markierung umrandet und die Bewegungsrichtungen durch Pfeile dargestellt.

In Fig. 1a ist die Dynamik von Kavitationsblasen, die in einer Flüssigkeit innerhalb des Fokalbereichs der Stoßwellen entstehen, dargestellt. Die Kavitationsblasen wirken als bewegtes Ultraschallkontrastmedium und sind deshalb im Ultraschall-B-Bild sichtbar.

In Fig. 1b ist die Dynamik von Steinmaterial innerhalb des Fokalbereichs dargestellt. Große Steine (obere Abbildung) verhalten sich im wesentlichen immobil, so daß vor allem die in der umgebenden Flüssigkeit entstehenden Kavitationsblasen zur Ortung des Fokalbereichs dienen.

In Fig. 1b, untere Abbildung, ist die Dynamik von Steinfragmenten dargestellt. Hier sind sowohl die Bewegung der Steinfragmente als auch die in der umgebenden Flüssigkeit entstehenden Kavitationsblasen zur Ortung des Fokalbereichs geeignet.

Fig. 2 zeigt das Blockschaltbild einer erfindungsgemäßen Vorrichtung. Im Patientenkörper PK befindet sich das zu therapierende Konkrement K. In der Stoßwellenquelle SQ werden Ultraschallstoßwellen erzeugt, fokussiert und auf das Konkrement K ausgerichtet. Ein Ultraschallscanner SC sendet Ultraschallwellen und empfängt deren Echos, die in der Ultraschallvorrichtung US zu einem Ultraschall-B-Bild des betrachteten Körperbereichs weiterverarbeitet werden. Das B-Bild wird in einer Vorrichtung BD zur Detektion der durch die Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgänge weitergeleitet. Die Detektion erfolgt dort durch Vergleich zweier aufeinanderfolgender, also zu verschiedenen Zeiten aufgenommener B-Bilder B_i, B_{i+k} mit $k > 1$.

Durch eine Triggereinheit TR wird die Bewegungsdetektion beschränkt auf ein Zeitfenster nach Auslösung der Stoßwellen in der Stoßwellenquelle SQ. In der Vorrichtung FK werden die berechneten Geschwindigkeitswerte farbkodiert, so daß der in den B-Bildern abgebildete Bereich des Patientenkörpers PK in ein Geschwindigkeitsbild gewandelt wird. Anschließend erfolgt in der Vorrichtung NV eine Nachverarbeitung des farbkodierten Bildes (z. B. Glättung, Interpolation).

In einer Mischstufe MS wird das farbkodierte Geschwindigkeitsbild mit dem Ultraschall-B-Bild überlagert und auf einem Bildschirm BS sichtbar gemacht.

Fig. 3 zeigt das Blockschaltbild einer Ausführung der Vorrichtung BD zur Detektion der von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgängen. Im Bildspeicher SP, der z. B. als Schieberegister ausgelegt ist, werden zwei aufeinanderfolgende B-Bilder B_i, B_{i+k} mit $k > 1$, gespeichert. Mit der Vorrichtung BA kann der angenommene Fokalbereich, im folgenden auch ROI (Region-Of-Interest) genannt, innerhalb des B-Bildes über

ein Benutzerinterface BI festgelegt werden, so daß nur innerhalb dieses ROI Bewegungsvorgänge detektiert werden.

Im Korrelator KOR werden die beiden ROI nach einem, z. B. quadratischen Raster in Bildsegmente geeigneter Größe aufgeteilt. Für jedes Segment wird die Korrelation mit der Bildumgebung des entsprechenden Segments im Folgebild durchgeführt. Die Bildkoordinaten maximaler Korrelation werden zur Berechnung des Bewegungsvektors verwendet. Aus dem Korrelationsprozeß hervorgehende, jedoch physikalisch unsinnige Schätzwerte können erkannt und herausgefiltert werden.

Die Gesamtheit der ermittelten zweidimensionalen Geschwindigkeitsvektoren werden bei der anschließenden Farbkodierung in ein Geschwindigkeitsbild gewandelt. Jedem Bildsegment ist dabei eine Farbe/Intensitäts-Kombination für Richtung und Betrag zugeordnet.

Durch die Triggereinheit TR wird die Bewegungsdetektion auf stoßwellenrelevante Zeiten beschränkt.

Gegenüber der Detektion der induzierten Bewegungsvorgänge nach dem Dopplerverfahren besitzt die erfindungsgemäße Vorrichtung den Vorteil der Erfassung von zweidimensionalen Geschwindigkeitskomponenten. Somit kann sowohl das B-Bild eines n-line-Scanners wie auch eines Off-Axis-Scanners verwendet werden ohne Einbußen in der Detektion von Bewegungsvorgängen in einer etwaigen Vorzugsrichtung.

Fig. 4 zeigt eine weitere Ausführungsform der Vorrichtung BD zur Detektion der von den Stoßwellen induzierten Bewegungsvorgängen. Er umfaßt neben dem Bildspeicher SP zur Speicherung zweier aufeinanderfolgender B-Bilder B_i, B_{i+k} mit $k > = 1$ eine Subtraktionseinheit SUB. In ihr wird das vollständige B-Bild B_{i+k} vom vorhergehenden B-Bild B_i subtrahiert. Unter der Subtraktion zweier B-Bilder ist dabei zu verstehen, daß die Grauwerte jeweils derselben Bildkoordinate (Pixel) der beiden B-Bilder voneinander subtrahiert werden. Die so erhaltene Bilddifferenz ist ein Maß für die örtliche Verteilung der Objektbewegungen im B-Bild.

In einem Bildfilter SNV erfolgt die Subtraktionsbildnachverarbeitung (z. B. Bildglättung).

Im Gegensatz zur Vorrichtung BD nach Fig. 3, mit der Richtung und Geschwindigkeitsbetrag der Bewegungsvorgänge ermittelt werden können, ist hier nur die Ermittlung des Geschwindigkeitsbetrags möglich. Entsprechend erhält man bei der anschließenden Farbkodierung ein monochromatisches Geschwindigkeitsbild. Jeder Bildkoordinate ist eine Graustufe entsprechend des Geschwindigkeitsbetrags zugeordnet.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Ortung des Fokalbereichs der in einer Stoßwellenquelle (SQ) erzeugten Stoßwellen relativ zu einem im Körper (PK) eines Lebewesens befindlichen Konkrement (K), gekennzeichnet durch

- Ultraschalleinrichtungen (SC, US) zur Erzeugung von Ultraschall-B-Bildern eines Bildbereichs innerhalb des Körpers (PK)
- einer Vorrichtung (BD) zur Detektion von durch die Stoßwellen im Körper (PK) induzierten Bewegungsvorgängen durch Vergleich mehrerer, zu verschiedenen Zeiten aufgenommener Ultraschall-B-Bilder desselben Bildbereichs
- eine Triggereinheit (TR) zur Beschränkung

der Bewegungsdetektion auf ein festgelegtes Zeitfenster nach Auslösung der Stoßwellen

– eine Vorrichtung (FK) zur Erzeugung eines farbkodierten Geschwindigkeitsbildes des Bildbereichs,

– eine Vorrichtung (MS) zur Überlagerung des farbkodierten Geschwindigkeitsbildes mit einem Ultraschall-B-Bild.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (BD) zur Detektion der Bewegungsvorgänge

– einen Bildspeicher (SP) zur Abspeicherung zweier Ultraschall-B-Bilder (B_i, B_{i+k}) und

– eine Korrelationsvorrichtung (KOR), in der die beiden gespeicherten Ultraschall-B-Bilder (B_i, B_{i+k}) segmentiert und korrespondierende Segmente korreliert werden, enthält.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (BD) zur Detektion der Bewegungsvorgänge eine zusätzliche Vorrichtung (BA) zur Festlegung einer Region-Of-Interest (angenommener Fokalbereich) innerhalb eines Ultraschall-B-Bildes (B_i, B_{i+k}) enthält, so daß nur innerhalb der Region-Of-Interest Bewegungsvorgänge detektiert werden.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (BD) zur Detektion der Bewegungsvorgänge

– einen Bildspeicher (SP) zur Abspeicherung zweier Ultraschall-B-Bilder (B_i, B_{i+k})

– eine Subtraktionseinheit (SUO) zur Subtraktion der beiden gespeicherten Ultraschall-B-Bilder (B_i, B_{i+k}) und

– ein Bildfilter (SNV) zur Subtraktionsbildnachverarbeitung enthält.

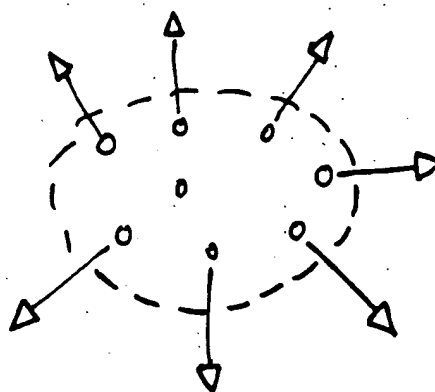
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Vorrichtung (NV) zur Nachverarbeitung des farbkodierten Geschwindigkeitsbildes (z. B. zur Glättung und Interpolation) vorhanden ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

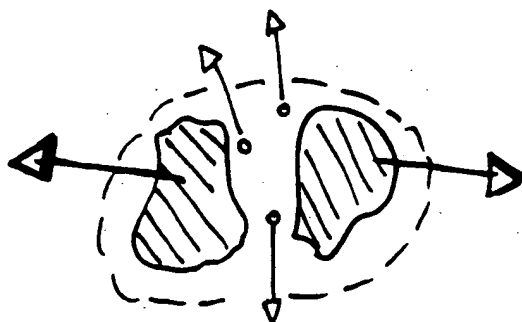
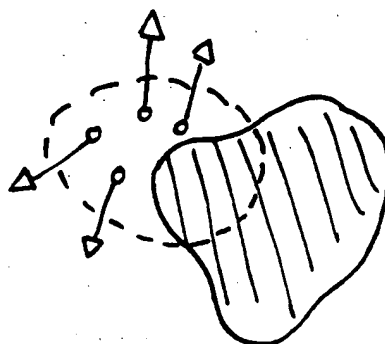
— Leerseite —

Fig 1

a)



b)



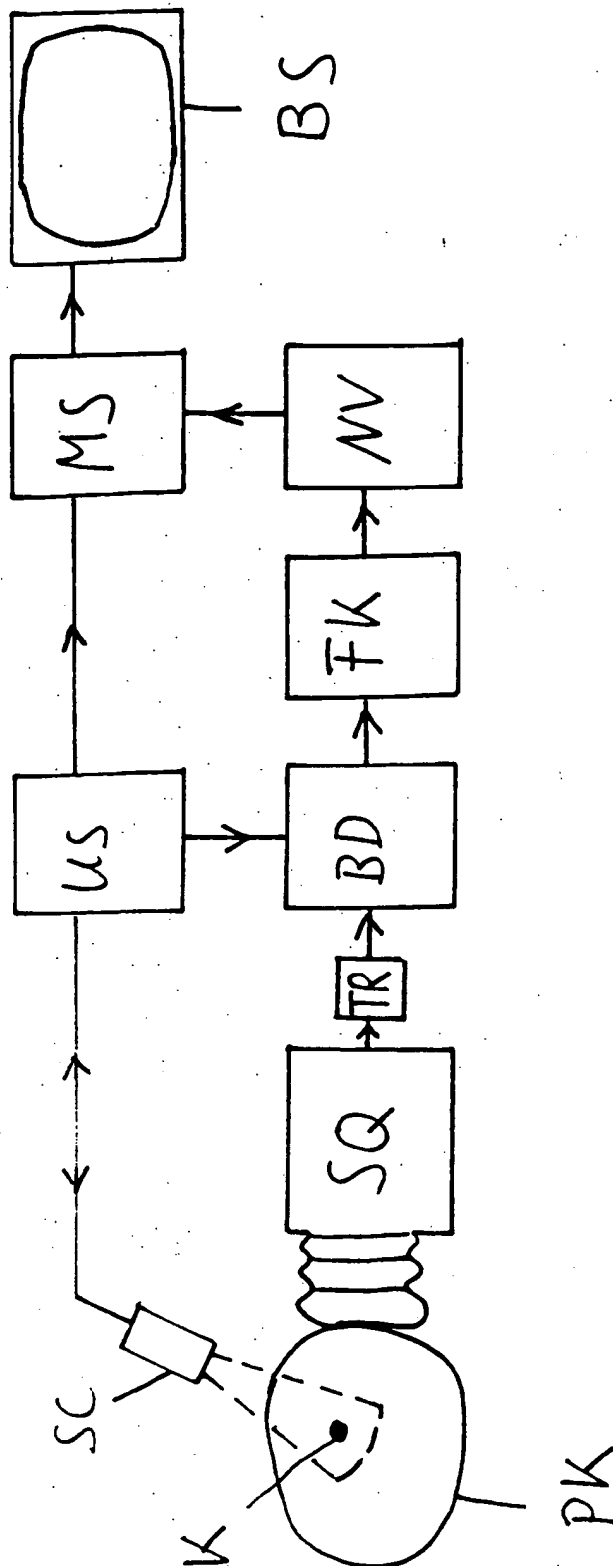


Fig. 2

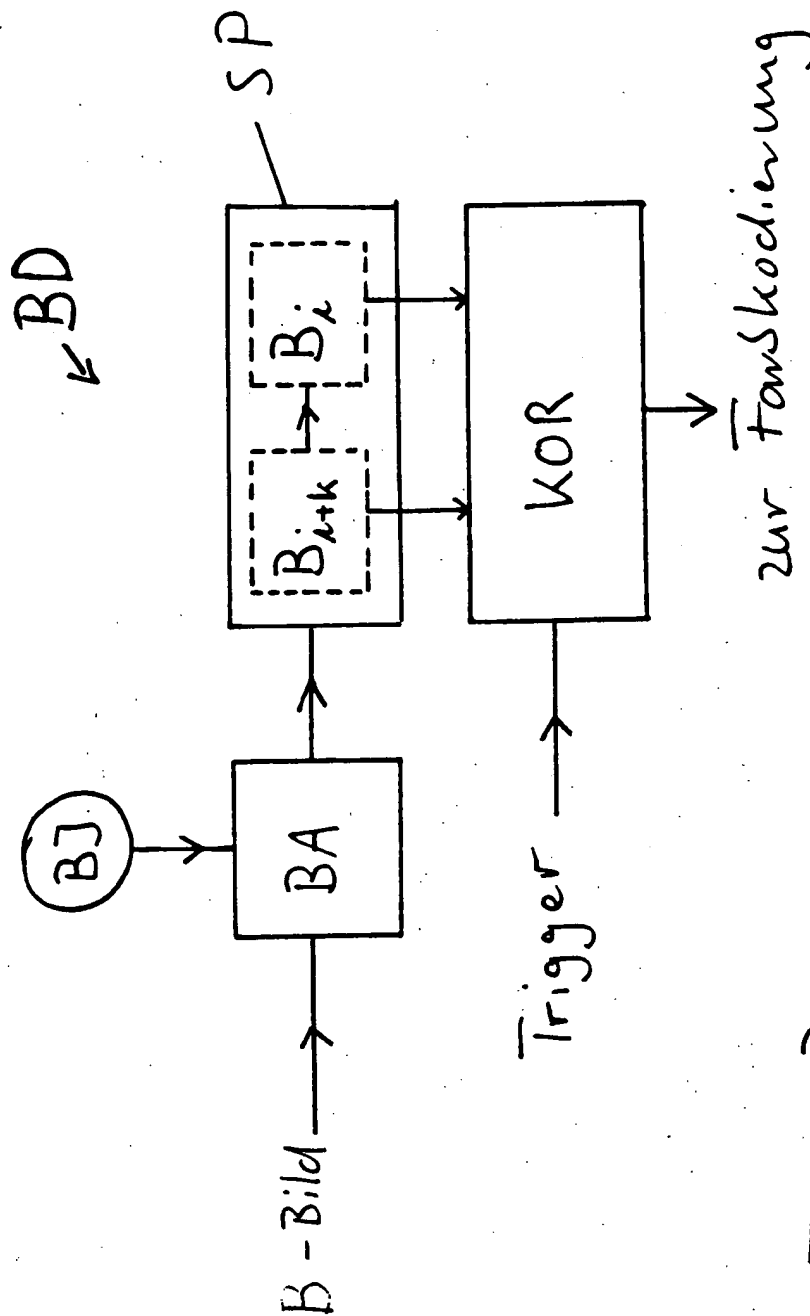


Fig. 3

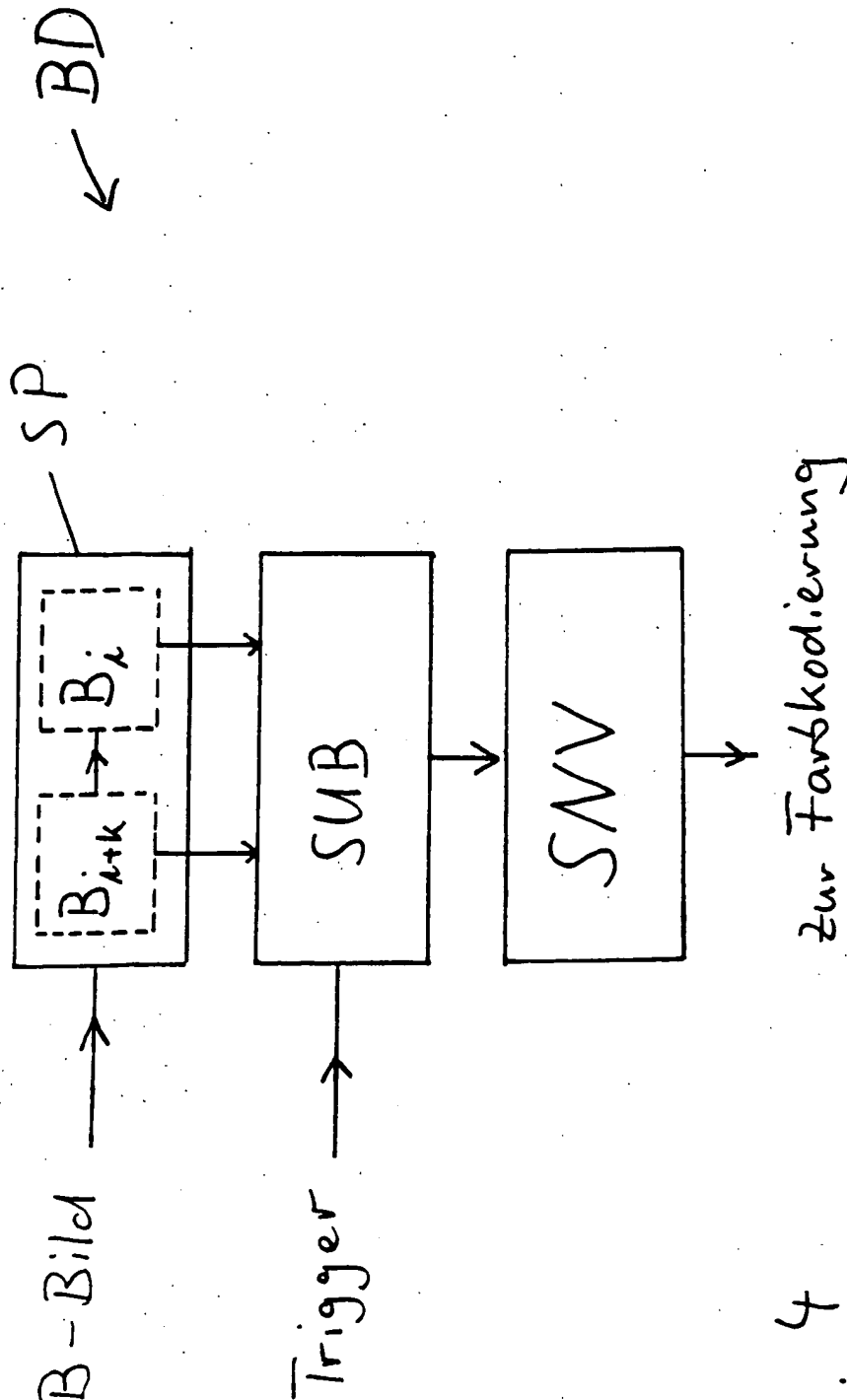


Fig. 4